

PCT/JP2004/010619

日 本 国 特 許 庁
JAPAN PATENT OFFICE

30.07.2004

別紙添付の書類に記載されている事項は下記の出願書類に記載されている事項と同一であることを証明する。

This is to certify that the annexed is a true copy of the following application as filed with this Office.

出 願 年 月 日
Date of Application: 2003年 7月24日

出 願 番 号
Application Number: 特願2003-201423
[ST. 10/C]: [JP2003-201423]

REC'D 16 SEP 2004	
WIPO	PCT

出 願 人
Applicant(s): 学校法人日本大学
学校法人松本歯科大学
株式会社モリタ製作所

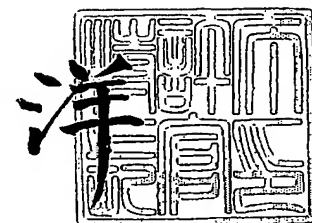
BEST AVAILABLE COPY

**PRIORITY
DOCUMENT**
SUBMITTED OR TRANSMITTED IN
COMPLIANCE WITH RULE 17.1(a) OR (b)

2004年 9月 2日

特許庁長官
Commissioner,
Japan Patent Office

小 川



出証番号 出証特2004-3078705

【書類名】 特許願

【整理番号】 NU03-10545

【提出日】 平成15年 7月24日

【あて先】 特許庁長官 今井 康夫 殿

【国際特許分類】 A61B 6/03

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区九段南四丁目 8 番 2 4 号 学校法人 日本大学内

【氏名】 網島 均

【発明者】

【住所又は居所】 東京都千代田区九段南四丁目 8 番 2 4 号 学校法人 日本大学内

【氏名】 山田 鮎太

【発明者】

【住所又は居所】 長野県塩尻市広丘郷原 1 7 8 0 学校法人 松本歯科大学 歯科放射線学講座内

【氏名】 新井 嘉則

【特許出願人】

【識別番号】 899000057

【氏名又は名称】 学校法人 日本大学

【特許出願人】

【識別番号】 591248348

【氏名又は名称】 学校法人 松本歯科大学

【代理人】

【識別番号】 100070150

【弁理士】

【氏名又は名称】 伊東 忠彦

【手数料の表示】

【予納台帳番号】 002989

【納付金額】 21,000円

【提出物件の目録】

【物件名】 明細書 1

【物件名】 図面 1

【物件名】 要約書 1

【プルーフの要否】 要

【書類名】 明細書

【発明の名称】 画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体

【特許請求の範囲】

【請求項 1】 一のブロックで構成される 3 次元対象物から得られた 3 次元 C T データを処理する画像処理方法において、

前記 3 次元 C T データにおける連続性の開始点を、前記一のブロック内に設定する開始点設定手順と、

前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記 3 次元 C T データを検出する連続性検出手順と、

前記連続性検出手順で検出された連続性を有する 3 次元 C T データに基づいて、3 次元 C T データを再構成することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 2】 所定の領域が複数のブロックで構成される 3 次元対象物から得られた 3 次元 C T データを処理する画像処理方法において、

前記 3 次元 C T データにおける連続性の開始点を、ブロック毎に、各ブロック内に設定する開始点設定手順と、

ブロック毎に、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記 3 次元 C T データを検出する連続性検出手順と、

前記連続性検出手順で検出された連続性を有する 3 次元 C T データに基づいて、3 次元 C T データを再構成することを特徴とする画像処理方法。

【請求項 3】 前記連続性検出手順における連続性の検出を面単位で又は点単位で行うことを特徴とする請求項 1 又は 2 記載の画像処理方法。

【請求項 4】 前記所定の領域が顎関節部分であり、複数のブロックが、下顎頭、下顎窩であることを特徴とする請求項 1 ないし 3 いずれか一項記載の画像処理方法。

【請求項 5】 請求 1 ないし 4 記載の画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラム。

【請求項 6】 請求項 5 記載の画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】**【0001】****【発明の属する技術分野】**

本発明は、画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体に関する。

【0002】**【従来の技術】**

医科領域においてはC T (Computed Tomography) やMR I (Magnetic Resonance Imaging) から得られた断層画像を用いた診断が一般的となっている。さらに近年のコンピュータハードウェア技術の発展により、これら断層画像から3次元画像を作成することが容易となり、患部の位置や形状のより正確で客観的な把握が可能となった。また、最近では3次元画像を用いた骨片の切断、合成シミュレーションや皮切開部位の距離計測など多くの研究が行われている。

【0003】

歯科領域においては、これまで医科用C Tを流用してきたが装置の規模、画像の解像度などの点から歯科に最適化されているとは言えなかった。

【0004】

これに対し、日本大学歯学部放射線学教室において新井らが、3 D X (3DX Multi Image Micro C T)を開発した(非特許文献1、2参照)。

【0005】

この3 D X装置は、撮影領域が局所的であることや装置自体がX線照射線量を低く抑えていることから、3 D X装置全体でX線被曝線量が低減されている。撮影領域の濃度範囲は256階調で表現されるよう量子化されている。この3 D X装置により得られた3次元投影データは従来のC Tデータと比較して高い解像度を有し、任意方向からの断層像を3次元的に表示することが可能であり、これまで困難であった顎骨や内耳の硬組織の微細な観察が可能である。これにより耳鼻科および歯科領域の硬組織診断での有効性が確認されている。

【0006】

この3 D X装置を用いて、発明者らは、これまでに、3 D Xから得られた3次

元投影データを Z 軸（対象物の中心を通る鉛直線）を中心に多方向から 2 次元画像上に展開することにより断層像を作製し、そこでノイズ低減、対象物の輪郭抽出を行った後、3 次元上に再配列を行う方法を考案した。これは 3 D X から得られるデータが 3 次元上のボクセルデータであることに着目した手法である。

【0007】

以下、図 1 を用いて、その処理概要を説明する。

（画像の切り出し）

まず、図 1（A）に示されている 3 D X 装置を用いて、3 次元投影データ（図 1（B））に対して、Z 軸を中心に多方向から 2 次元画像に切り出す（図 1（C））。画像の切り出しは断層像を積層する方法に対し逆のアルゴリズムである。ここで、単純に空間分解能である 0.125（1 ボクセル）間隔で切り出すのではなく、ノイズ低減処理を含めるために移動平均処理を行い、切り出す深度方向に 8 枚の画像の平均値で 1 枚の画像となるよう画像を切り出す。

（2 次元画像処理）

次に、得られた原画像からノイズを除去する。単なる 2 値化処理では対象物を正確に抽出することが困難であるため、以下で述べる処理を行い、2 値化輪郭画像を得る（図 1（D））。

- ①濃度変換によるコントラスト調整
- ②ガウシアンフィルターを用いた輪郭検出
- ③2 値化
- ④細線化処理による輪郭抽出

（3 次元画像の再構築）

得られた輪郭画像を 2 次元上に画像を切り出す際とは逆に、切り出した順番に各方向毎に積層させ 3 次元上に再配列を行い、方向毎に構築した 3 次元画像を 3 次元上において合成する（図 1（E））。この際、各方向によって抽出される対象物領域が異なるため、欠落している対象物の輪郭情報も他方向からの処理画像によって補間することができる。

（多軸切り出し）

なお、図 1（C）のように、3 次元投影データを Z 軸を中心に 2 次元画像に

切り出す以外に、図 2 に示す正四面体 (A)、正六面体 (B)、正八面体 (C)、正一二面体 (D)、正二十面体 (E) の正多面体の各面の中心と正多面体の中心を結ぶ線を軸として 2 次元画像に切り出すようにしてもよい。

【0008】

この 3DX 装置を用いて、これまでに 5000 症例の画像診断を行い、その有効性が確認されている。一方歯科医療も高度化により 3 次元画像を用いた診断が要求されている。3DX から得られる画像は高解像度であるためにノイズが多く、一般に骨領域の抽出に用いられている 2 値化処理では対象物表面が欠落し、良好な 3 次元画像を得ることができなかった。欠落、切断された輪郭線を修復する手法としては欠損部分または離散点の曲率を用いて滑らかに補間する方法や人間の視覚構造、主観的評価をもとに輪郭を検出する方法、ハフ変換を用いた補間方法などが提案されている。また歯科領域においては最適化に基づいたトレース図の生成方法について報告されている。

【0009】

また、少ないデータ量にて高画質な三次元画像を生成する超音波診断装置において、収集座標のボリュームデータを所定の視線方向に基づいて定義される面に沿って分割し、複数のスライスデータを生成するスライスデータ生成し、複数のスライス面それぞれに対応する中間画像を求め、その中間画像を累積加算することにより表示画像を生成する技術知られている（特許文献 1 参照。）。

【0010】

ところで、上記したこれらの手法は滑らかな連続線を検出することが可能であり有効性が確認されているが、いずれも欠損部分を何らかの方法により推定し、人工的な線で補間するものである。

【0011】

そこで、発明者らはこれまでにノイズを多く含んだ CT データから対象物を抽出する新しい手法を考案し、これまでにその有効性について基本的な検討を発表した（非特許文献 3、4、5、6 参照。）。

【0012】

【特許文献 1】

特開 2 0 0 3 - 6 1 9 5 6 号公報

【 0 0 1 3 】

【非特許文献 1】

Arai Y、 Honda K、 Iwai K et al : Practical Model "3DX" of Limited Cone-Beam X-ray CT for Dental Use. CARS2001 : 2001、 pp.671-675

【 0 0 1 4 】

【非特許文献 2】

小照射野X線CTの実験機"3DX Multi Image Micro CT"の基本性能、 歯科放射.2000;40(2)、 2000、 pp.145-154

【 0 0 1 5 】

【非特許文献 3】

別府嗣信、網島均、新井嘉則：Ortho-CTを用いた3次元モデル構築に関する研究、 電子情報通信学会技術研究報告 MI2000-75、 2001、 pp.145-149

【 0 0 1 6 】

【非特許文献 4】

網島均、別府嗣信、新井嘉則：立体画像構成法（特願2000-358420）、2000

【 0 0 1 7 】

【非特許文献 5】

Befu S、Tsunashima H、 Arai Y : A study in Three-dimensional Image Processing Method for 3DX Multi Image Micro CT. CARS2001: 2001、 pp.665-670

【 0 0 1 8 】

【非特許文献 6】

網島均、別府嗣信、山田鮎太、新井嘉則：歯科用小型X線CTにおける3次元画像構築法、Med. Imag. Tech. 21:157-165、 2003

【 0 0 1 9 】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、非特許文献 3、 4、 5、 6 に記載された発明において、構築した3次元画像を検討した結果、顎関節部分を撮影対象とした場合、下顎頭、下顎窩の分離が十分行われていないという問題が確認された。

【0020】

本発明は、上記問題に鑑みなされたものであり、分離された部分を有する画像の分離を十分に行う画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することを目的とするものである。

【0021】

【課題を解決するための手段】

上記課題を解決するために、本件発明は、以下の特徴を有する課題を解決するための手段を採用している。

【0022】

請求項1に記載された発明は、一のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、前記一のブロック内に設定する（例えば、底面に位置する3次元CTデータを開始点に設定する。開始点は、一つであってもよい。）開始点設定手順と、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する（例えば、連続性を有する3次元CTデータにラベリングを行う。）連続性検出手順と、前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする。

【0023】

請求項2に記載された発明は、所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータを処理する画像処理方法において、前記3次元CTデータにおける連続性の開始点を、ブロック毎に、各ブロック内に設定する（例えば、底面に位置する3次元CTデータ及び上面に位置する3次元CTデータを開始点に設定する。開始点は、側面に有っても、内部にあってもよい。）開始点設定手順と、ブロック毎に、前記開始点設定手順で設定された開始点との連続性を有する前記3次元CTデータを検出する連続性検出手順と、前記連続性検出手順で検出された連続性を有する3次元CTデータに基づいて、3次元CTデータを再構成することを特徴とする。

【0024】

請求項 3 に記載された発明は、請求項 1 又は 2 記載の画像処理方法において、前記連続性検出手順における連続性の検出を面単位で又は点単位で行うことを特徴とする。

【0025】

請求項 4 に記載された発明は、請求項 1 ないし 3 いずれか一項記載の画像処理方法において、前記所定の領域が顎関節部分であり、複数のブロックが、下顎頭、下顎窩であることを特徴とする。

【0026】

請求項 5 に記載された発明は、請求 1 ないし 4 記載の画像処理方法をコンピュータに実行させる画像処理プログラムである。

【0027】

請求項 6 に記載された発明は、請求項 5 記載の画像処理プログラムを記録したコンピュータ読取可能な記録媒体である。

【0028】

【発明の実施の形態】

図 3 に、本発明が適用される 3DX 装置の例を示す。

【0029】

撮像装置 1 は、3DX 装置であり、放射線（X 線）源 11、検知器 12、アナログーデジタル変換器 13、汎用コンピュータ 14 から構成されている。放射線源 11 は、放射線（X 線）を出射しており、放射線源 11 から出射された放射線は、撮像対象 21 に照射される。放射線源 11 からの放射線は、撮像対象 21 を透過して検知器（イメージ・インテンシファイア）12 に入射される。検知器 12 は、入射された放射線の強度に応じた検知信号を出力する。

【0030】

なお、汎用コンピュータ 14 は、HDD、CD-ROM、CD-R、FDD 等の記録媒体に記録された画像処理プログラムをインストールして、汎用コンピュータ 14 が、画像処理を行うようにしてもよい。

【0031】

また、アナログーデジタル変換器 13 の処理を、汎用コンピュータ 14 が、

ソフトウェアにより行うようにしてもよい。その場合は、アナログーデジタル変換器 13 が無くてもよい。

【0032】

放射線源 11 と検知器 12 とは撮像対象 21 を挟んで互いに対向して配置されており、Z 軸（対象物の中心を通る鉛直線）を中心として、1 回転して 360 度方向から計 512 枚の投影データが収集される。検知器 12 で検知された検知信号（アナログ信号）は、アナログーデジタル変換器 13 に供給され、デジタルデータに変換される。アナログーデジタル変換器 13 でデジタルデータに変換されたデータは、汎用コンピュータ 14 に供給されて画像処理が施されて、撮像対象 21 の 3 次元データを得ることができる。

【0033】

3DX 装置により得られた 3 次元投影データデータは、図 4（B）に示されているように、高さ 40 mm で直径 30 mm × 直径 30 mm の円柱型の画像形成領域を有する。また、1 ボクセルは、図 4（A）に示されているように、 $0.125 \times 0.125 \times 0.125$ であるので、図 4（B）に示された円柱型の画像は、 $240 \times \pi \times (320/2)^2$ のボクセルを有する。

（浮遊状ノイズの除去）

構築した 3 次元画像には対象物周辺に、軟組織の影響によって浮遊状のノイズ成分が生じる。これら浮遊状ノイズ成分を除去するために、上下方向の連続性を見ながら除去する。

【0034】

図 5 に、3 次元対象物から得られた 3 次元 CT データから浮遊状ノイズ成分を除去する画像処理方法の処理フローを示す。

【0035】

まず、3DX 装置において、所定の軸を中心として、3 次元対象物を 1 回転して 3 次元 CT データが収集される（S10）。

【0036】

次いで、3 次元対象物から得られた 3 次元 CT データにおいて、画像領域の上部と下部から画像の連続性を見ていく。

①画像領域の底面と接している画素にラベリングを行う（S11）。次に一段上の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同様に上面まで処理を行う（S12）。

【0037】

ステップS11とステップS12の処理を、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返す（S13）。

【0038】

ステップS11とステップS12の処理が、底面と接している画素にラベリングを行い、次いで、次の上の面の画素にラベリングを行うという風に、面単位で行われるため、逆U字状の場合（オーバハングしている場合）は、一度の処理で、全ての連続性を検出することができない。そこで、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返すものである。

②画像領域の上面と接している画素にラベリングを行う（S21）。次に一段下の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同様に底面まで処理を行う（S22）。

【0039】

ステップS11とステップS12の処理を、ラベリングした画素数を数えて、収束するまで繰り返す（S23）。

【0040】

その結果、図6に示されているように、下顎頭、下顎窩には、ラベリングが行われ、浮遊状ノイズには、ラベリングが行われない。

③最後に画像全体をみてラベリングされていない画素に対して、画素値-0(黒)を入力する（S13）。

【0041】

再構成された3次元CTデータを用いて、画像を出力する（S25）。

【0042】

上記説明では、ラベリングを底面と接している画素及び上面と接している画素から開始した例で説明したが、開始点は、これに限らず、側面に有っても、内部にあってもよい。

【0043】

また、上記説明では、ラベリングを面単位で行うように説明したが、ラベリングを面単位で行うようにしてもよい。こうすることで、ステップS13及びステップS23の処理回数を少なくすることができる。場合によっては、ステップS13及びステップS23をなくすこともできる。

【0044】

図7(A)に、浮遊状ノイズ成分を除去処理する前の画像を示し、図7(B)に、除去処理した後の画像を示す。また、図8に、各方向からの除去処理後の画像を示す。

【0045】

なお、本方法は、歯科医用に限らず、所定の領域が複数のブロックで構成される3次元対象物から得られた3次元CTデータに適用できる。

【0046】

本実施の形態に基づいて、3次元画像の寸法精度向上、対象物の再現性に関して試験して検討を行った。その結果、これまで困難であった下顎頭、下顎窩の分離が可能になり、臨床応用への適用が期待される。また、この3次元画像を用いての有限要素解析や光造形などを用いた実態モデルの構築などに応用可能である。

【0047】**【発明の効果】**

上述の如く本発明によれば、分離された部分を有する画像の分離を十分に行う画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することができる。

【0048】**【図面の簡単な説明】****【図1】**

従来の画像処理方法の処理概要を説明するための図である。

【図2】

正多面体である。

【図 3】

本発明が適用される 3DX 装置の例を説明するための図である。

【図 4】

3次元投影データデータを説明するための図である。

【図 5】

3次元対象物から得られた 3次元CTデータから浮遊状ノイズ成分を除去する画像処理方法の処理フローである。

【図 6】

画像の連続性の検出を説明するための図である。

【図 7】

浮遊状ノイズ成分を除去処理する前の画像と除去処理した後の画像である。

【図 8】

浮遊状ノイズ成分を除去処理した後の画像である。

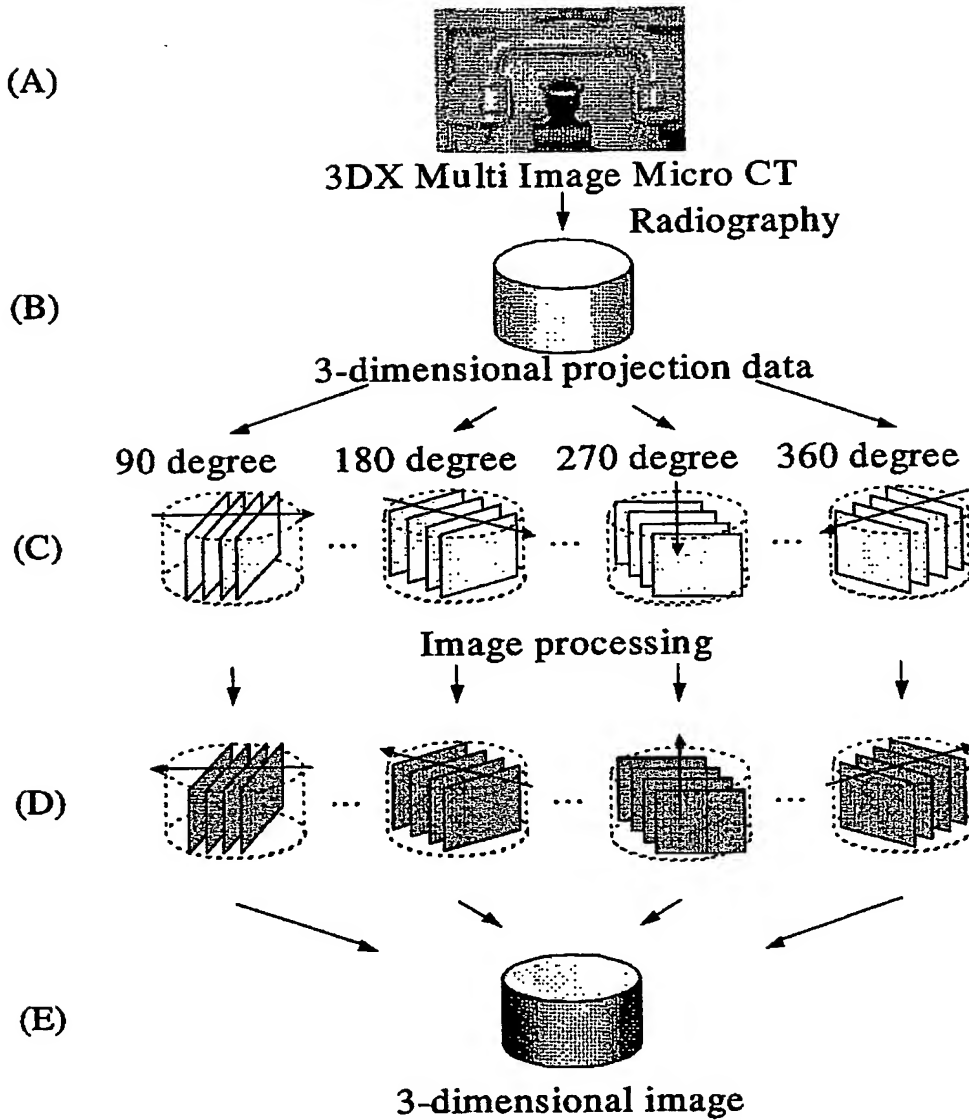
【符号の説明】

- 1 3DX装置
- 1 1 放射線源
- 1 2 検知器
- 1 3 アナログ→デジタル変換器
- 1 4 汎用コンピュータ
- 2 1 撮像対象

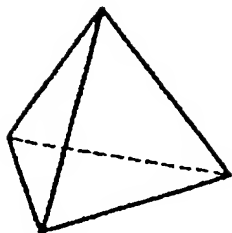
【書類名】

図面

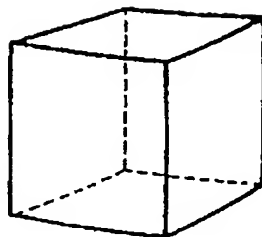
【図 1】



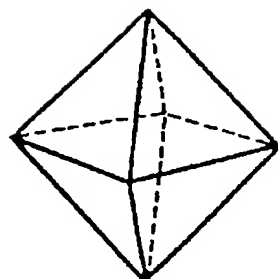
【図 2】



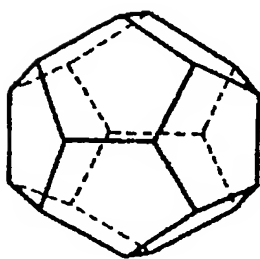
(A)



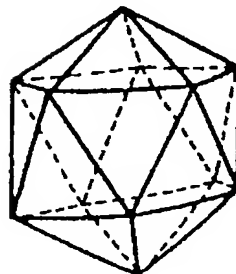
(B)



(C)

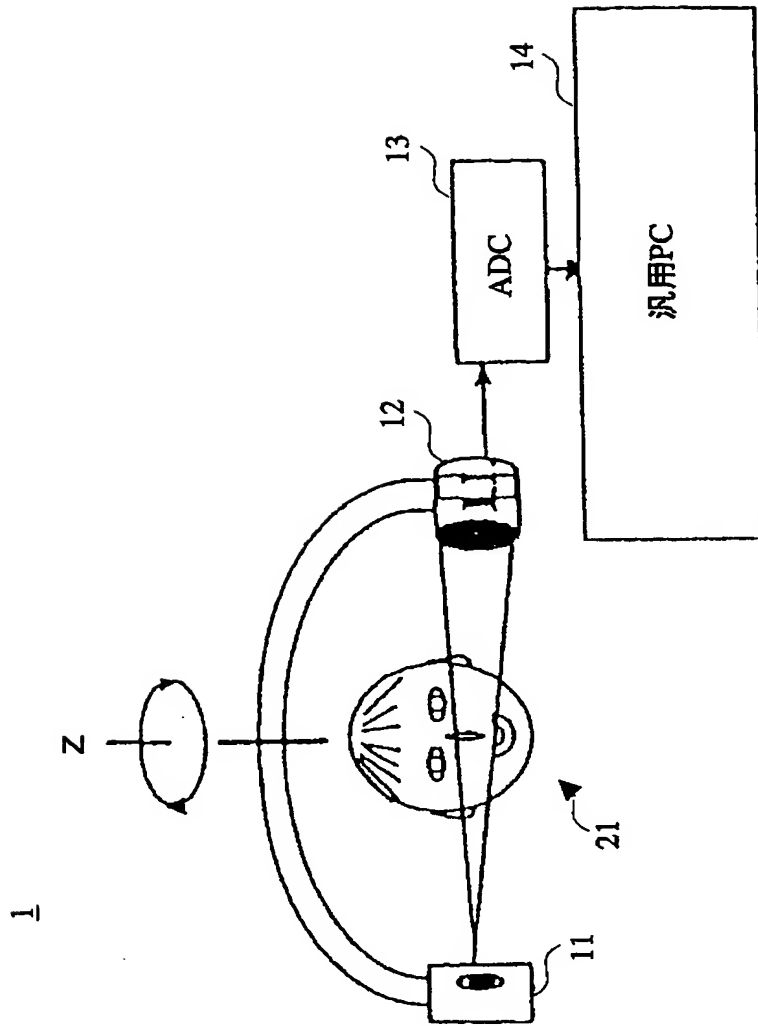


(D)

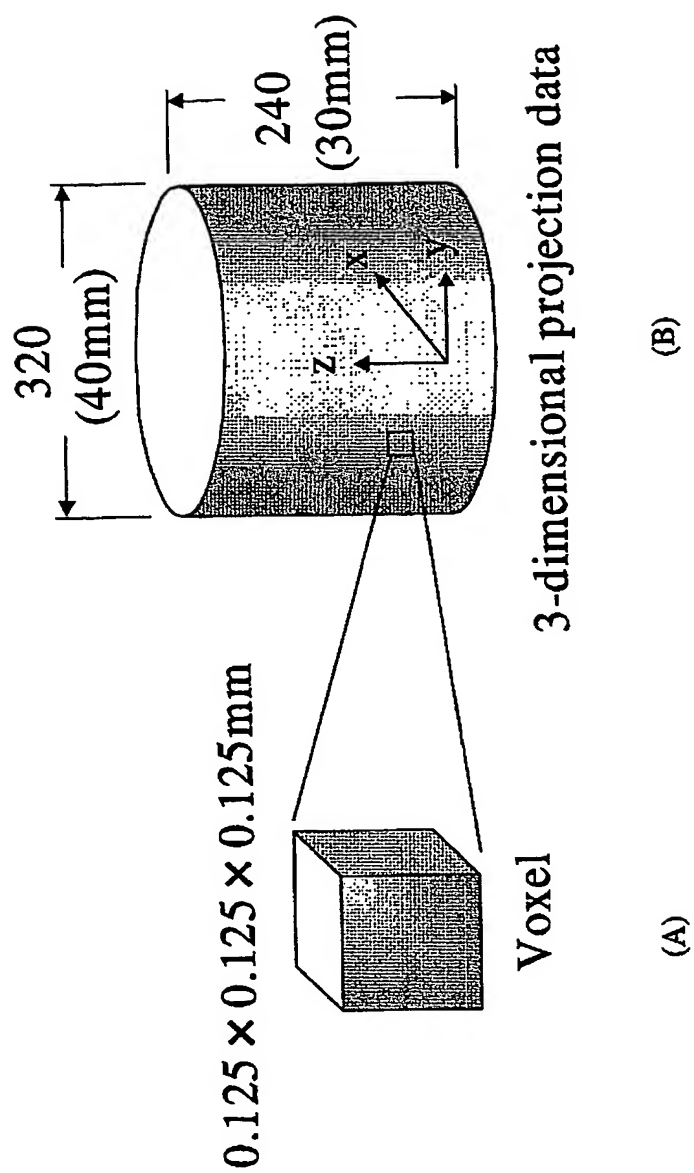


(E)

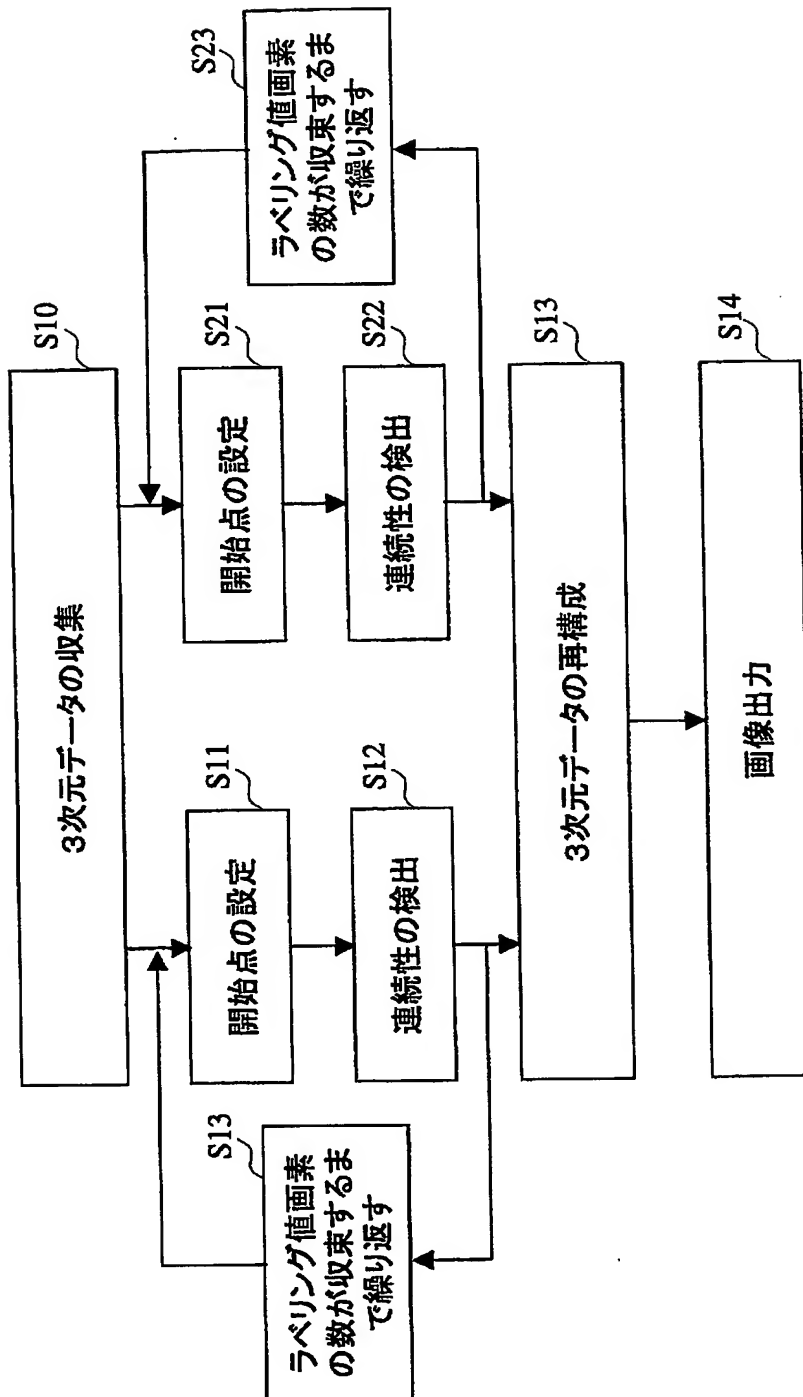
【図 3】



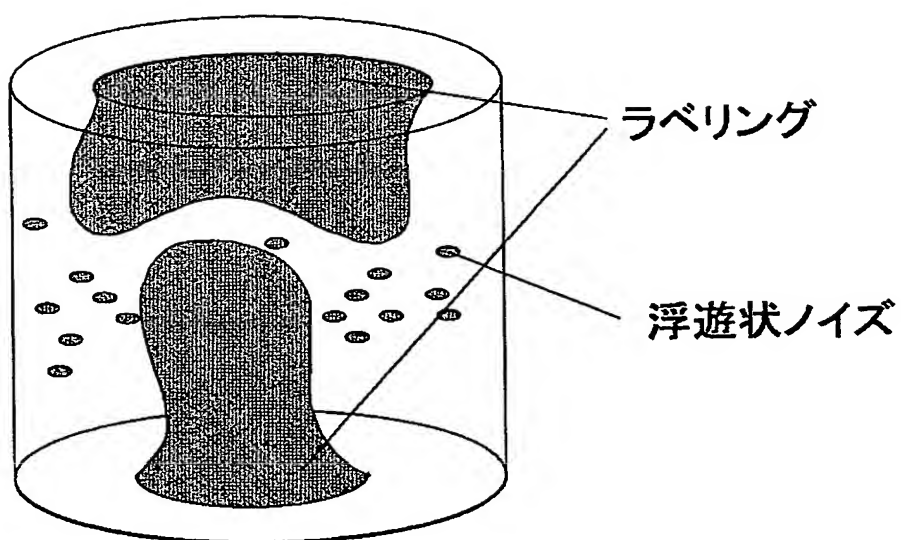
【図 4】



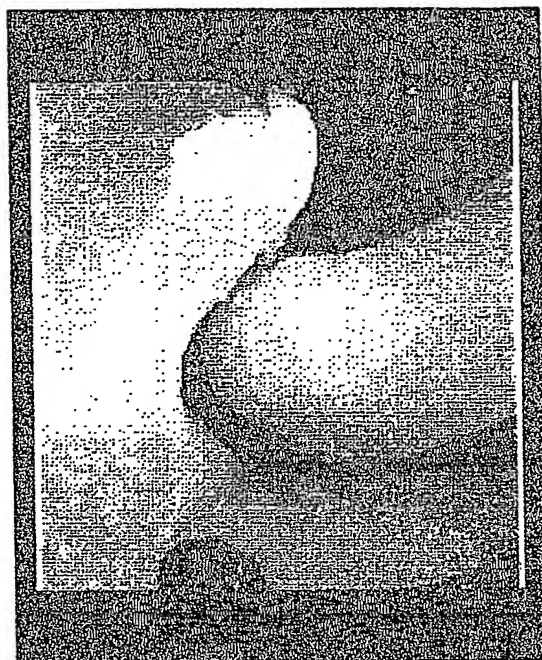
【図 5】



【図 6】



【図 7】



(B)



(A)

BEST AVAILABLE COPY

【図 8】



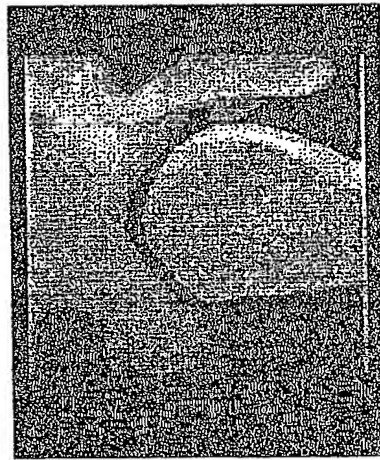
(B)



(D)



(A)



(C)

BEST AVAILABLE COPY

【書類名】 要約書

【要約】

【課題】 分離された部分を有する画像の分離を十分に行う画像処理方法、画像処理プログラム及びコンピュータ読取可能な記録媒体を提供することを目的とする。

【解決手段】 3次元CTデータが収集される（S10）。次いで、①画像領域の底面と接している画素にラベリングを行う（S11）。次に一段上の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同様に上面まで処理を行う（S12）。②画像領域の上面と接している画素にラベリングを行う（S21）。次に一段下の配列をみて、今ラベリングした画素に接している画素に対してもラベリングを行う。以下同様に底面まで処理を行う（S22）。

③最後に画像全体をみてラベリングされていない画素に対して、画素値-0(黒)を入力する（S13）。再構成された3次元CTデータを用いて、画像を出力する（S25）。

【選択図】 図5

【書類名】 出願人名義変更届
【整理番号】 NU03-10545
【提出日】 平成16年 7月13日
【あて先】 特許庁長官 小川 洋 殿
【事件の表示】
【出願番号】 特願2003-201423
【承継人】
【識別番号】 000138185
【氏名又は名称】 株式会社モリタ製作所
【承継人代理人】
【識別番号】 100070150
【住所又は居所】 東京都渋谷区恵比寿4丁目20番3号 恵比寿ガーデンプレイス
タワー32階
【弁理士】
【氏名又は名称】 伊東 忠彦
【電話番号】 03-5424-2511
【手数料の表示】
【予納台帳番号】 002989
【納付金額】 4,200円
【提出物件の目録】
【物件名】 承継人であることを証明する書面 1
【提出物件の特記事項】 追って補充する。
【物件名】 代理権を証明する書面 1
【提出物件の特記事項】 追って補充する。

認定・付加情報

特許出願の番号	特願 2003-201423
受付番号	50401184785
書類名	出願人名義変更届
担当官	鎌田 枢規 8045
作成日	平成16年 8月23日

<認定情報・付加情報>

【承継人】

【識別番号】	000138185
【住所又は居所】	京都府京都市伏見区東浜南町 680 番地
【氏名又は名称】	株式会社モリタ製作所
【承継人代理人】	申請人
【識別番号】	100070150
【住所又は居所】	東京都渋谷区恵比寿 4 丁目 20 番 3 号 恵比寿ガーデンプレイスタワー 32 階
【氏名又は名称】	伊東 忠彦

特願 2003-201423

出 願 人 履 歴 情 報

識別番号 [899000057]

1. 変更年月日 1999年 9月17日

[変更理由] 新規登録

住 所 東京都千代田区九段南四丁目8番24号

氏 名 学校法人日本大学

特願 2003-201423

出願人履歴情報

識別番号 [591248348]

1. 変更年月日 1991年11月 7日
[変更理由] 新規登録
住 所 長野県塩尻市広丘郷原区1780番地
氏 名 学校法人松本歯科大学
2. 変更年月日 2003年 9月 1日
[変更理由] 住所変更
住 所 長野県塩尻市広丘郷原1780
氏 名 学校法人松本歯科大学

特願 2003-201423

出願人履歴情報

識別番号

[000138185]

1. 変更年月日

1990年 8月 7日

[変更理由]

新規登録

住 所

京都府京都市伏見区東浜南町680番地

氏 名

株式会社モリタ製作所